

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

(19) **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

**(12) Offenlegungsschrift
(10) DE 43 36 040 A 1**

(51) Int. Cl. 6:
A 61 M 25/01
A 61 B 5/027

DE 43 36 040 A 1

(21) Aktenzeichen: P 43 36 040.8
(22) Anmeldetag: 22. 10. 93
(23) Offenlegungstag: 27. 4. 95

(71) **Anmelder:**
Lieke, Michael, Dr., 79249 Merzhausen, DE

(72) **Erfinder:**
Erfinder wird später genannt werden

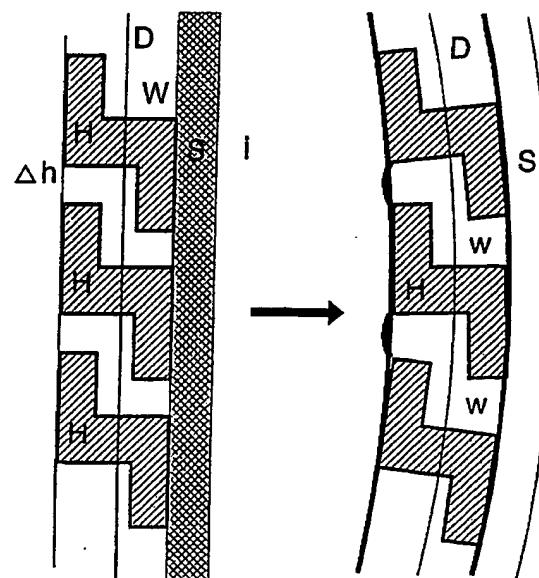
(54) Katheter mit flexiblen Wandungen mindestens im Spitzenbereich

(55) **Problem:** Für angiographische Untersuchungen müssen Katheter selektiv bzw. superselektiv gezielt in ausgewählte Hohlorgane plaziert werden, u. a. zwecks Anfertigung von Röntgenaufnahmen während einer Kontrastmittelapplikation. Dieses Unternehmen kann sehr zeitaufwendig sein mit entsprechend hoher Strahlenbelastung für Patient und Untersucherteam; Mißerfolge können auch vorkommen.

Zielsetzung ist die Entwicklung eines selektiv und superselektiv aktiv steuerbaren Katheters, der in definierten Abschnitten gewünschte Krümmungen einnehmen können soll, so daß dadurch der Katheter gezielt in ein ausgewähltes Gefäß geschoben werden kann.

Problemlösung: Durch einseitige Längenveränderung resultiert eine Katheterkrümmung im Längsverlauf. Durch definierte Verkrümmung im Spitzenbereich kann ein ausgewähltes Gefäß gezielt sondiert und somit der Katheter selektiv bzw. superselektiv plaziert werden.

Anwendungsgebiet ist der medizinische Bereich, hier vor allem Angiographie und interventionelle Methoden in Diagnostik und Therapie.



Die Erfindung betrifft Katheter sowie entsprechend wirkende Geräte und Instrumentarien für medizinische Anwendungen in Diagnostik und Therapie, die gezielt aktiv platziert werden sollen und die hierzu in definierten Abschnitten eine gewünschte Krümmung einnehmen sollen, bzw. in eine gewünschte Krümmung überführt werden sollen, bzw. vorübergehend beibehalten sollen, wobei Lokalisation und Ausmaß der Krümmung gezielt einstellbar sind.

Einleitung, Problemstellung

Angiographische Untersuchungen beinhalten u. a. die Aufgabe, Katheter selektiv bzw. superselektiv an den "Ort des Geschehens" zu bringen, d. h. die Katheterspitze kontrolliert und gezielt in bestimmte, u. U. sehr kleine und geschlängelt verlaufende Hohlorgane zu plazieren, vor allem in Gefäße, um dann z. B. Röntgenaufnahmen während einer Kontrastmittelapplikation über den liegenden Katheter anzufertigen oder interventionelle Eingriffe durchzuführen.

Die Schwierigkeit bzw. das Problem dieses Unternehmens kann darin bestehen, daß sich der Katheter u. U. nur mühsam aktiv (selektiv oder superselektiv) platzieren läßt oder zuweilen auch gar nicht. Hier spielen viele, z. T. nicht meßbare, Faktoren eine Rolle. Zum einen entscheidet die Erfahrung des Untersuchers häufig über Erfolg oder Mißerfolg, zum andern wird der Untersuchungsablauf häufig beeinflußt durch die jeweils vorgefundene Anatomie, z. B. durch Anomalien.

Der Untersucher muß vor der Untersuchung entscheiden, welcher Katheter auszuwählen ist; ggf. können während der Angiographie Katheterwechsel notwendig werden.

Derzeitiger Stand der Technik

Unter Berücksichtigung der verschiedenen anatomischen Bedingungen wurden unterschiedlich geformte Katheter für verschiedene Zwecke entwickelt; derzeit werden von der Industrie diverse Katheter mit verschiedenen Formen und Materialeigenschaften angeboten, so z. B. mit speziell gebogenen Spitzen (vgl. Fig. 8) und abgestuft weicher Konsistenz im Spitzbereich usw. Aus diesem Angebot werden — je nach geplanter Untersuchung — die als geeignet erscheinenden Katheter ausgesucht. Vorwiegend aufgrund der verschiedenen Formen soll der Katheter befähigt sein, durch entsprechende Manipulation in abgehende Gefäße geschoben werden zu können. Die Katheterplazierung erfolgt vor allem durch:

wechselnde schiebende und ziehende Bewegungen in der Katheterlängssachse sowie durch Rotationsbewegungen um die Längsachse; hierbei hofft man, daß durch diese Bewegungen die — in der Regel abgebogene — Katheterspitze durch die Vorspannung in ein abgehendes Gefäß springt.

Durch kombinierte Manipulationen mit einem entsprechend ausgewählten Führungsdrähten läßt sich häufig der Katheter besser steuern bzw. platzieren oder auch der Führungsdräht gezielt so platzieren, daß über diesen (dann im ausgewählten Gefäßabschnitt) liegenden Führungsdräht der Katheter evtl. soweit vorangeschoben werden kann, daß die Katheterspitze endlich in der gewünschten Stellung liegt.

Die gezielte Übertragung der im Manipulationsbereich ausgeübten Kräfte auf den Katheterspitzenbereich gelingt nicht immer; es kommt häufig zu unkontrollierbaren Spannungen und ruckartigen Kraftentladungen. Vor allem bei Übertragung der Torsionskräfte sowie beim Vorschlieben des Führungsdrähtes springt bei dem Plazierungsvorgang die Katheterspitze nicht selten ungewollt wieder aus dem abgehenden Gefäß heraus.

Diese Manipulationen erfolgen weitgehend unter Röntgenkontrolle. Je nach vorgefundenen anatomischen Verhältnissen und auftretenden Schwierigkeiten muß bis zur gewünschten und erfolgreichen selektiven bzw. superselektiven Plazierung häufig ein Katheterwechsel mit anderen Katheter-Eigenschaften und -Krümmungen durchgeführt werden, bzw. ein Führungsdrähtwechsel. Die abwechselnden Manipulationen mit Katheter und Führungsdräht sowie ggf. durchzuführenden Katheter- und Führungsdrähtwechsel sind zuweilen sehr mühsam und zeitaufwendig, so daß dadurch eine erhöhte Strahlenbelastung für Untersucherteam und Patient resultiert.

Je geschlängelter das betreffende Gefäß verläuft und je geschlängelter sich dementsprechend der Katheter passiv verformen muß, desto schwieriger kann sich die Angiographie gestalten, da mit zunehmender Distanz die auf die Katheterspitze einwirkenden Kräfte immer ungezielter werden können.

Relativ schwierig zu sondieren sind jene Gefäßabschnitte, in welchen aufgrund des Gefäßverlaufes (z. B. bei vielen Krümmungen) im Katheterspitzenbereich keine bzw. kaum noch manipulierende Kräfte ankommen.

Eine "aktive" (gewünschte oder auch unerwünschte) Formveränderung des im Gefäß liegenden Katheters während der Untersuchung ist im wesentlichen nur noch über den vorgeformten Führungsdräht möglich; die vorgegebenen anatomischen Verhältnisse führen in der Regel lediglich zu einer "passiven" Verformung, d. h. die Gefäßwände begrenzen den Bewegungsspielraum des Katheters, so daß dieser dementsprechend weich und reversibel verformbar und anpaßbar sein sollte.

Nach dem derzeitigen Stand der Technik sind die bisherigen Katheter nicht selektiv aktiv steuerbar, bzw. nur eingeschränkt aktiv steuerbar; sie sind in der Regel relativ starr und unterschiedlich vorgeformt, z. B. "Spazierstock", "Sidewinder", "Kobra"-Katheter usw. (vgl. Fig. 8), so daß im wesentlichen diese Formgebung ein vergleichsweise passives Hineingleiten der Katheterspitze in ausgewählte abgehende Gefäße bewirken soll.

Da stark geschlängelte Gefäße die Katheterplazierung erschweren, ist man zuweilen bestrebt, durch relativ steife Katheter diese geschlängelten Abschnitte etwas zu strecken. Dieses ist in der Regel im proximalen Abschnitt meistens problemlos durchführbar, weiter zur Katheterspitze hin jedoch zunehmend schwieriger.

Da der Katheter vor allem im Spitzbereich sich den vorliegenden anatomischen Bedingungen, also den Krümmungen, anpassen können soll, muß der Katheter hier relativ weich sein. Insbesondere beim Vorschlieben eines relativ steifen Führungsdrähtes passiert es häufig, daß dadurch der Katheter aus bereits selektiv oder sogar superselektiv sondierten Gefäßabschnitten wieder herausgedrückt wird.

Trotz der großen Auswahl der Katheter kann daher auch einem erfahrenen Untersucher bei ausreichendem

Angebot verschiedener Ausführungen die gewünschte gezielte Plazierung mißlingen.

Hier will die im folgenden näher erläuterte Erfindung Abhilfe schaffen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, Katheter in beliebige Richtungen aktiv steuern zu können, um so z. B. ganz gezielt ein gewünschtes abgehendes Gefäß sondieren zu können.

Lösungsansatz zum Problem

Ausgehend von dem Gedanken, daß zur exakten Plazierung eines Katheters an der Katheterspitze aktiv steuernde Kräfte einwirken müssen, andererseits aber durch ausschließliche Torsions- oder Schubbewegungen im Manipulationsbereich des Katheters die ausgeübten Kräfte nicht mehr sicher am Zielort (Katheterspitze) ankommen, resultiert die Notwendigkeit, direkt im Katheterspitzenbereich bzw. in den interessierenden Abschnitten Kräfte aufzubauen, welche groß genug sind, den Katheter in die gewünschte Richtung zu lenken und ggf. auch Bewegungen in Längsrichtung zu ermöglichen.

Ein weiterer Lösungsansatz besteht darin, daß der Katheter in ausgewählten Abschnitten von zunächst passiver Verkrümmbarkeit in eine aktive Versteifbarkeit überführbar gestaltet ist, so daß dadurch eine umschriebene Streckung geschlängelt verlaufender Gefäßabschnitte denkbar ist, und weiterhin ein Herauskapultieren der bereits plazierten Katheterspitze erschwert werden soll.

Diese Aufgabe wird erfindungsmäßig durch die kennzeichnenden Merkmale, vor allem des Anspruchs 1, gelöst.

Vorteilhafte Wirkungen der Erfindung

Es ist denkbar, daß mittels der erfindungsmäßig angegebenen Katheter einfachere, schnellere selektive bzw. superselektive Angiographien möglich sind, bzw. daß damit überhaupt erst Hohlorgane (vor allem Gefäße) darstellbar sind, die bei normalen Routineuntersuchungen nicht darstellbar sind (bzw. wären); des Weiteren ist denkbar, daß neue superselektive Therapiemöglichkeiten eröffnet werden.

Insbesondere bei komplizierteren Angiographien resultiert, aufgrund der zu erwartenden kürzeren Untersuchungszeit in diesem Fall, eine geringere Strahlenbelastung für Patient und Untersucherteam.

Ein Weg zur Ausführung der beanspruchten Erfindung wird im folgenden im einzelnen angegeben und durch Beispiele unter Bezugnahme auf Zeichnungen näher erläutert.

Beschreibung der Abbildungen

Fig. 1 (entnommen aus (1)) zeigt ein Beispiel eines Gefäßverlaufes mit unterschiedlich stark geschlängelt verlaufenden Gefäßen. Vergleichbar dem Abbild eines Baumes bedeutet eine Verästelung mit kleinen Seitenästen bei den Katheter-Angiographie u. U. eine Zunahme der Schwierigkeiten bei der selektiven bzw. superselektiven Sondierung. Da die bisher gebräuchlichen Katheter sich im wesentlichen lediglich durch die unterschiedlichen vorgegebenen Krümmungen unterscheiden, jedoch während der Untersuchung keine aktive Verformung entsprechend der vorgefundenen anatomischen Formen zulassen, mußte man sich bisher vor al-

lem solche Katheter aus der Vielzahl der Angebote aussuchen, welche unter Berücksichtigung der Fragestellung sich in das gewählte Gefäß durch entsprechende Manipulationen hineinmanövrieren ließen.

Sofern der Katheter bis zur Spitze relativ gerade verläuft, d. h. in einem relativ geraden Gefäßabschnitt, gibt es in der Regel kaum Probleme bei der selektiven Plazierung, da die gewünschte Kraftübertragung, z. B. von Torsionskräften, in diesem Fall meistens sich problemlos gestaltet.

Problematisch wird es häufig dann, wenn der Katheter in seinem Verlauf aufgrund der anatomischen Bedingungen bis in den Spitzbereich sich mehrfach schlängeln muß; der wesentliche Nachteil ist hierbei, daß der Katheter relativ weich sein muß, um sich dem Gefäßverlauf anpassen zu können, so daß mit zunehmender Distanz eine kontrollierte effektive Kraftübertragung bis in den Spitzbereich des Katheters kaum noch möglich ist, wodurch es dann zu unkontrollierten und ruckartigen Kraftentladungen kommen kann. Zur exakten selektiven bzw. superselektiven Katheterplazierung sind dann häufig mehrere Versuche erforderlich, die Zeit kosten und damit eine unerwünschte, aber dennoch notwendige Strahlenbelastung für Patient und Untersucherteam bedeuten.

Fig. 2 veranschaulicht das Prinzip der Katheter-Verkrümmung.

Der Katheter (bzw. die vergleichbare Vorrichtung), welcher innen definitionsgemäß hohl ist (= Arbeitskanal), wird in ausgewählten Abschnitten einseitig verkürzt (Bereich s1), so daß es dadurch zu einer Verkrümmung dieses Abschnittes kommt.

Analog dazu bewirkt eine einseitige Verlängerung (Bereich s2) auf der Gegenseite ebenfalls eine Verkrümmung des Gebildes.

Ka = Katheteraußenseite

A = Arbeitskanal.

Fig. 3 einen wellenförmigen Randbereich. Hier ist dargestellt, wie z. B. elastisch verformbare, relativ formstabile Elemente durch Zug in ihrer Länge veränderbar sind und bei einseitiger Distanzveränderung somit zu einer Verkrümmung des betreffenden Katheterabschnittes führen.

F = distaler Fixpunkt des Drahtes (D) oder Fadens

s = jeweilige einseitige Distanzveränderung

D = Draht oder Faden oder vergleichbare Struktur

Ki = Katheterinnenseite

Ka = Katheteraußenseite

A = Arbeitskanal.

Fig. 4 zeigt den in Längsrichtung einen Abschnitt mit sandwichartigen Aufbau der Einzelemente, wobei die weitgehend formstabilen, stabilisierenden Elemente (h) alternierend wechseln mit den zwischen ihnen gelagerten, sie begrenzenden weichereren, elastisch (reversibel) verformbaren Elementen (w).

In diesem Beispiel sind die Elemente schraubenengewinförmig angeordnet und wie bei einer Doppelhelix zueinander stehend.

Bei einseitiger Distanzveränderung erfolgt eine Verkrümmung des betreffenden Abschnittes.

w = relativ weich, elastisch (reversibel) verformbar

h = relativ fest, weitgehend formstabil, z. B. federnd.

Fig. 5 zeigt, im Gegensatz zur Fig. 4, im Längschnitt – den prinzipiellen Aufbau ringförmig angeordneter, weitgehend formstabilen (z. B. auch federnder) Elemente, welche in einer weichereren, elastischen Masse eingebettet sind. Die Zwischenräume zwischen den weitgehend festeren Elementen, also die verformbare weiche

re, elastische Masse, wird durch im Manipulationsbereich gesteuerte Kräfte verformt, vorzugsweise komprimiert, so daß bei einseitiger Verformung eine aktiv herbeiführbare Verkrümmung des Gesamtgebildes resultiert.

w = relativ weiche, elastisch (reversibel) verformbare Masse

h = relativ harte, ggfsl. etwas federnde, weitgehend formstables Material, das z. B. in die weichere Masse eingebettet ist

A = Arbeitskanal

Ki = Katheterinnenseite

Ka = Katheteraußenseite.

Fig. 6 zeigt in der Draufsicht die Anordnung der Steuerkanäle, in welchen die Steuerfäden (-drähte oder vergleichbare Strukturen) laufen; diese Kanäle sind innen vorzugsweise reibungssarm beschichtet.

Anzahl und Anordnung der Steuerkanäle (S-C) sind prinzipiell beliebig; hier in diesem Beispiel (Fig. 6a, 6b, 6c) sind 4 sowie 6 und 8 Steuerkanäle in harmonischer Anordnung dargestellt).

Fig. 7 zeigt — analog zur Fig. 3 — die Anordnung von federnden Elementen (Teil FE), welche in einer weicheren, vorzugsweise elastischen Masse eingebettet sind.

Durch die gewünschte einseitige Längenveränderung kommt es zur gewünschten Verkrümmung des betreffenden Katheterabschnittes.

FE = Als Federelement wirkendes, in der weicheren Masse eingebettetes, weitgehend formstables, weitgehend "tragendes" Element.

w = relativ weiche, elastisch (reversibel) verformbare Masse

h = relativ harte, ggfsl. etwas federnde, weitgehend formstables Material, das z. B. in die weichere Masse eingebettet ist

A = Arbeitskanal

Ki = Katheterinnenseite

Ka = Katheteraußenseite.

In einer Variante sind hier die stabileren, formgebenden Elemente in dem elastischen, weicheren Material eingebettet, so daß beide zusammen bei schraubengewindeartiger Anordnung wie in einer Doppelhelix zueinander stehen.

Fig. 8 zeigt einen Ausschnitt aus dem reichhaltigen industriellen Angebot (hier entnommen aus einem Prospekt (6)) mit verschiedenen geformten Kathetern für verschiedene Anwendungsgebiete.

Fig. 9 a,b zeigt die weitgehend formstabilen, in diesem Fall ringförmig angeordneten, Elemente zum Teil überlappend (Teil h). In den Zwischenräumen befinden sich die relativ weicheren, elastisch (reversibel) verformbaren Anteile, welche bei der einseitigen Distanzveränderung im Fall der Verkürzung gestaucht werden.

Die Fig. 9b zeigt — zusätzlich zur Fig. 9a — die schlauchartige Verbreiterung der elastischen Masse zum Arbeitskanal (A) hin.

w = relativ weiche, elastisch (reversibel) verformbare Masse

h = relativ harte, ggfsl. etwas federnde, weitgehend formstables Material, das z. B. in die weichere Masse eingebettet ist

A = Arbeitskanal

Ki = Katheterinnenseite

Ka = Katheteraußenseite

S = schlauchartige Verbreiterung der elastischen Masse zum Arbeitskanal.

Fig. 10 zeigt überlappend aufeinanderfolgend die re-

lativ harten (H) und relativ weichen (w), elastischen Abschnitte, durch welche eine draht- oder fadenförmige Struktur (D) zieht (Fig. 10a); diese komprimiert bei Zug die elastisch-weiche Zwischenlage und führt somit zur kontrollierbaren und gewollten Verkrümmung des betreffenden Katheterabschnittes (Fig. 10b).

w = relativ weiche, elastisch (reversibel) verformbare Masse

h = relativ harte, ggfsl. etwas federnde, weitgehend formstables Material, das z. B. in die weichere Masse eingebettet ist

A = Arbeitskanal

Ki = Katheterinnenseite

Ka = Katheteraußenseite

15 S = schlauchartige Verbreiterung der elastischen Masse zum Arbeitskanal

D = draht- oder fadenartige Struktur.

Fig. 11a bis d zeigt ein Beispiel aufpumpbarer Räume, die einmal zu einer einseitigen Katheterverlängerung 20 führen (Fig. 11b, c, d), zum anderen zu einer Katheterversteifung (Cath) ohne wesentliche Verlängerung (Fig. 11a, Bereich h)) führen.

Fig. 11e zeigt Ausführungsvarianten der aufpumpbaren Räume (aR) in der Draufsicht; die Anzahl der Räume (aR) ist prinzipiell weitgehend beliebig, es sollten aber vorzugsweise wenigstens 3 solcher Räume vorliegen (hier 4 in symmetrischer Anordnung).

Cath = Katheter

1. 2. 3. = Distanzverlängerung der aufpumpbaren Räume, Verlauf während des Aufpumpens mit H₂O

A = Arbeitskanal.

Fig. 12 zeigt im Längsschnitt das Steuerteil (St), mit welchem die draht- oder fadenähnliche Struktur (F) um den Mittelpunkt (M) bewegt wird und vom Umlenkpunkt (U) an weiter nach distal in Längsrichtung im Katheter weiterverläuft (gepunktete Linie).

St = Steuerteil, Seitenansicht

M = Mittelpunkt vom Steuerteil und Katheterlängsachse

40 F = fadenähnliche Struktur

U = Umlenkpunkt.

Fig. 13 zeigt in der Draufsicht das Steuerteil (St), sowie die im Randbereich fixierten draht- oder fadenähnlichen Strukturen (F), welche ab dem Umlenkpunkt (U) (vgl. auch Fig. 12) im Steuerkanal (St-C) weiter nach distal im Katheter (Ka) verlaufen.

A = Arbeitskanal

F = fadenähnliche Struktur

St-C = Steuerkanal

50 Ka Katheter

St = Steuerteil (z. B. Scheibe oder dgl.)

U = Umlenkpunkt.

Fig. 14 F = Zugfaden

A = weicher, leicht verformbarer, aber elastischer Bereich

B = härterer Bereich (Widerlager).

Der Katheter hat im distalen, verkrümmbaren Bereich einen weicheren Abschnitt (A) und als Widerlager einen härteren Abschnitt (B), so daß beim Ziehen am Faden (F) zunächst der weichere Abschnitt (A) gestaucht wird und anschließend erst der härtere Abschnitt (B).

Es ist vorgesehen, daß der härtere Abschnitt (B) einen eigenen Zugfaden zur getrennten Verkrümmung dieses Bereiches haben kann.

Fig. 15 A, C = gekrümmter Bereich, hier z. B. mit Gewebeinlage ((A) außen gestreckt, (C) innen gestaucht)

K = Katheter mit Kanal K
 A' = gestrecktes Gewebe
 B' = gestauchtes Gewebe.

Mittels eines Zugfadens (vgl. u. a. Fig. 14) im Kanal (K) läßt sich der Katheter in ausgewählten Abschnitten definiert verkrümmen, wobei es in der Regel zu einer innenseitigen Stauchung (C) und einer außenseitigen Streckung (A) kommt.

Literatur

1. Topographischer Atlas zur Angiographie — Byk Gulden Pharmazeutika — Zeichnungen von HERZOG, Universitätszeichner in Tübingen.
2. Kadir, Saadoon: Diagnostische Angiographie. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1991
3. Krayenbühl, Yasargil: Zerebrale Angiographie für Klinik und Praxis — Thieme Verlag 1979
4. WENZ, W.: Abdominal Angiography. Springer-Verlag
5. NETTER-Atlas V — Bd. 1 und 2
6. Katheter BALT, 10, rue de la Croix-Vigneron 95160 Montmorency — France

Patentansprüche

1. Katheter mit flexiblen Wandungen mindestens im Spitzenbereich, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens im Spitzenbereich auf einer Seite des Katheters durch aktives Eingreifen von außen in ihrer Längsausdehnung veränderbare Wandabschnitte vorgesehen sind.
2. Katheter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der mindestens eine Wandabschnitt sich in Umfangsrichtung über einen Winkelbereich zwischen 90° und 180° erstreckt (bzw. in einem Winkelbereich bis 180°).
3. Katheter nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere in ihrer Längsausdehnung veränderbare Wandabschnitte auf in etwa gleicher axialer Höhe des Katheters in Umfangrichtung um 90° bis 180° versetzt zueinander angeordnet sind.
4. Katheter nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere in ihrer Längsausdehnung veränderbare Wandabschnitte auf unterschiedlicher axialer Höhe des Katheters in Umfangrichtung um 90° bis 180° versetzt zueinander angeordnet sind.
5. Katheter nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der bzw. die Wandabschnitte in Längs- bzw. Axialrichtung eine wesentlich größere Verformbarkeit haben als in Umfangs- und in Radialrichtung.
6. Katheter nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die geringe Verformbarkeit in Umfangs- und Radialrichtung durch Gewebeeinlagen sichergestellt wird.
7. Katheter nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewebeeinlage aus einer kreuzweisen Wicklung um den Katheter insgesamt oder um den jeweiligen Hohlraum besteht, deren Neigungswinkel gegen die Axialrichtung deutlich größer ist als gegen die Umfangsrichtung.
8. Katheter nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der bzw. die Wandabschnitte jeweils einen Hohlraum in der Wand des Katheters aufweisen, welcher einen vom Lumen des Katheters getrennten Zuführkanal für (ein Gas

oder) eine Flüssigkeit hat, wobei die Katheterwand mindestens im Bereich des Hohlraumes elastisch verformbar ist.

9. Katheter nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Hohlraum oder jeweils Gruppen von Hohlräumen getrennte, sich bis an einen von außen zugänglichen Bereich des Katheters erstreckende Zuführkanäle aufweisen.

10. Katheter nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der bzw. die Wandabschnitte leichter verformbar sind als axial davor und dahinter liegende Bereiche, wobei ein von außen erfaßbarer Zugfaden sich bis zu dem vorderen Ende des Wandabschnittes erstreckt.

11. Katheter nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere Zugfäden jeweils getrennt für verschiedene Wandabschnitte vorgesehen sind.

12. Katheter nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Zugfäden Metalldrähte sind.

Hierzu 17 Seite(n) Zeichnungen

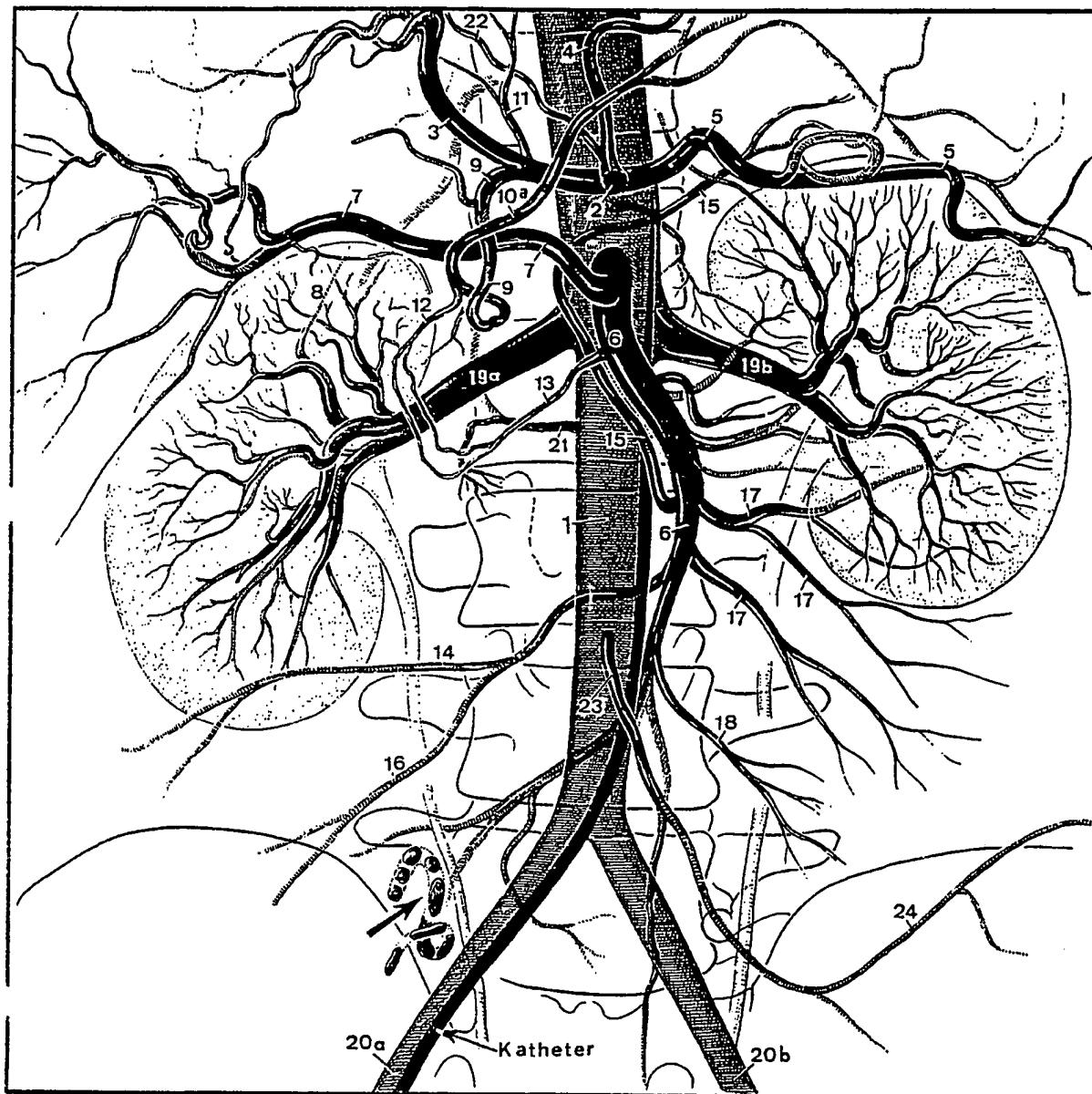


Fig. 1

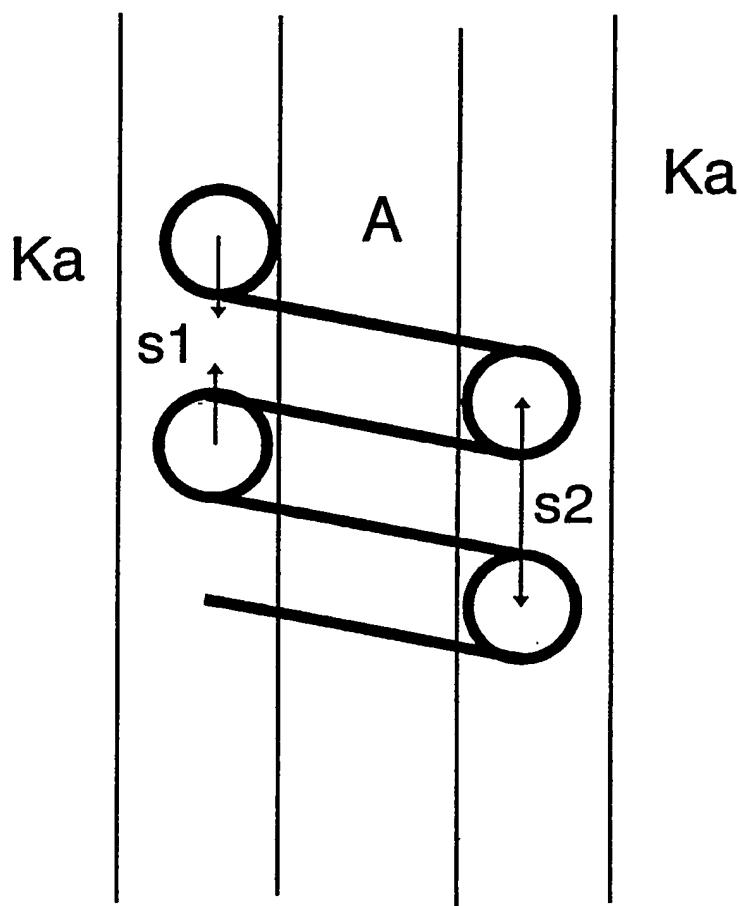
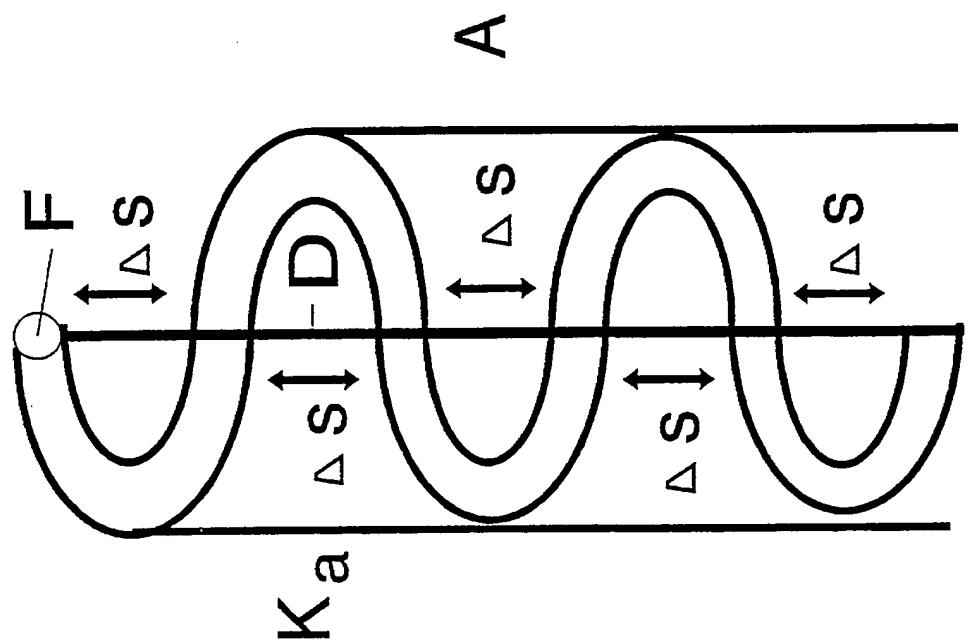
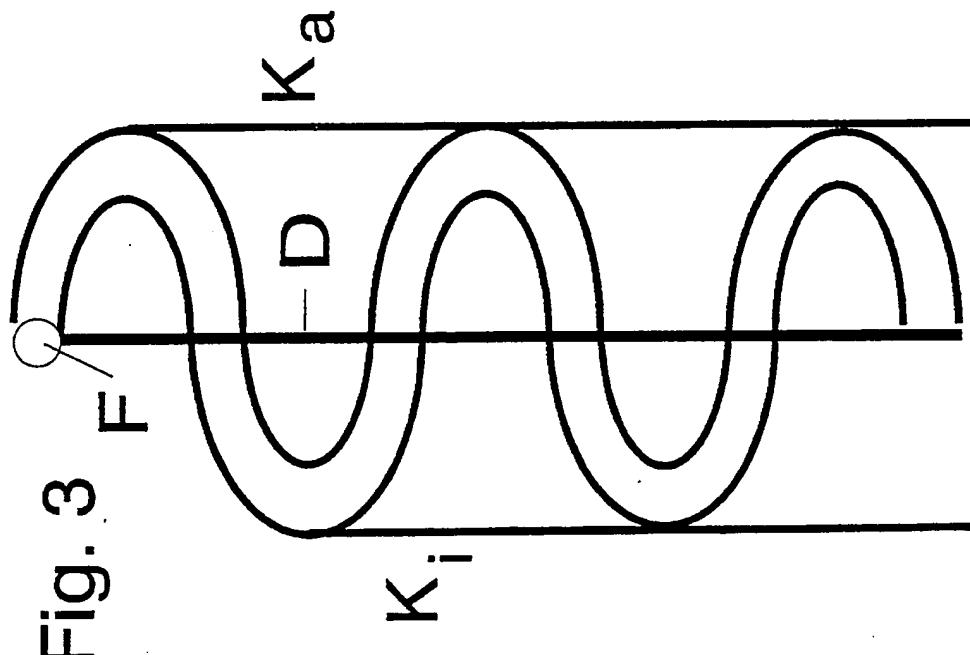


Fig. 2



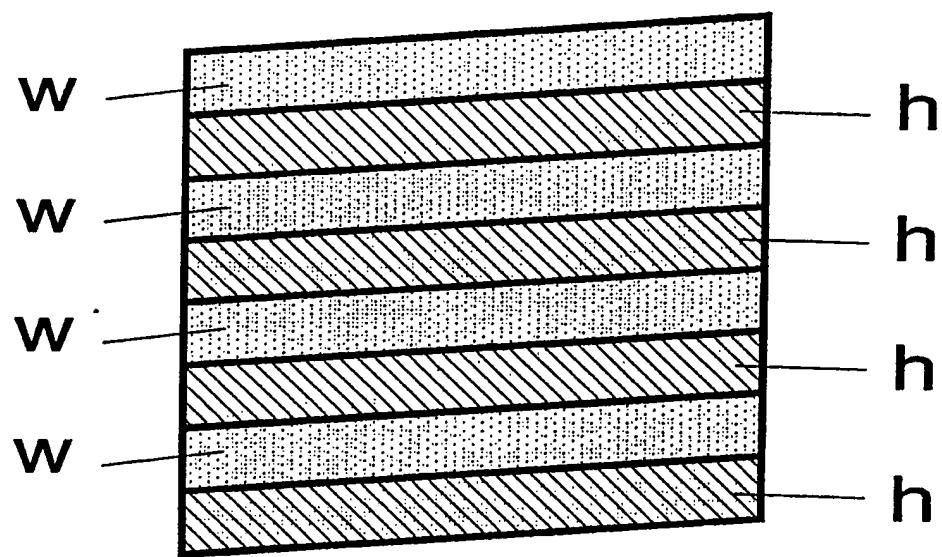
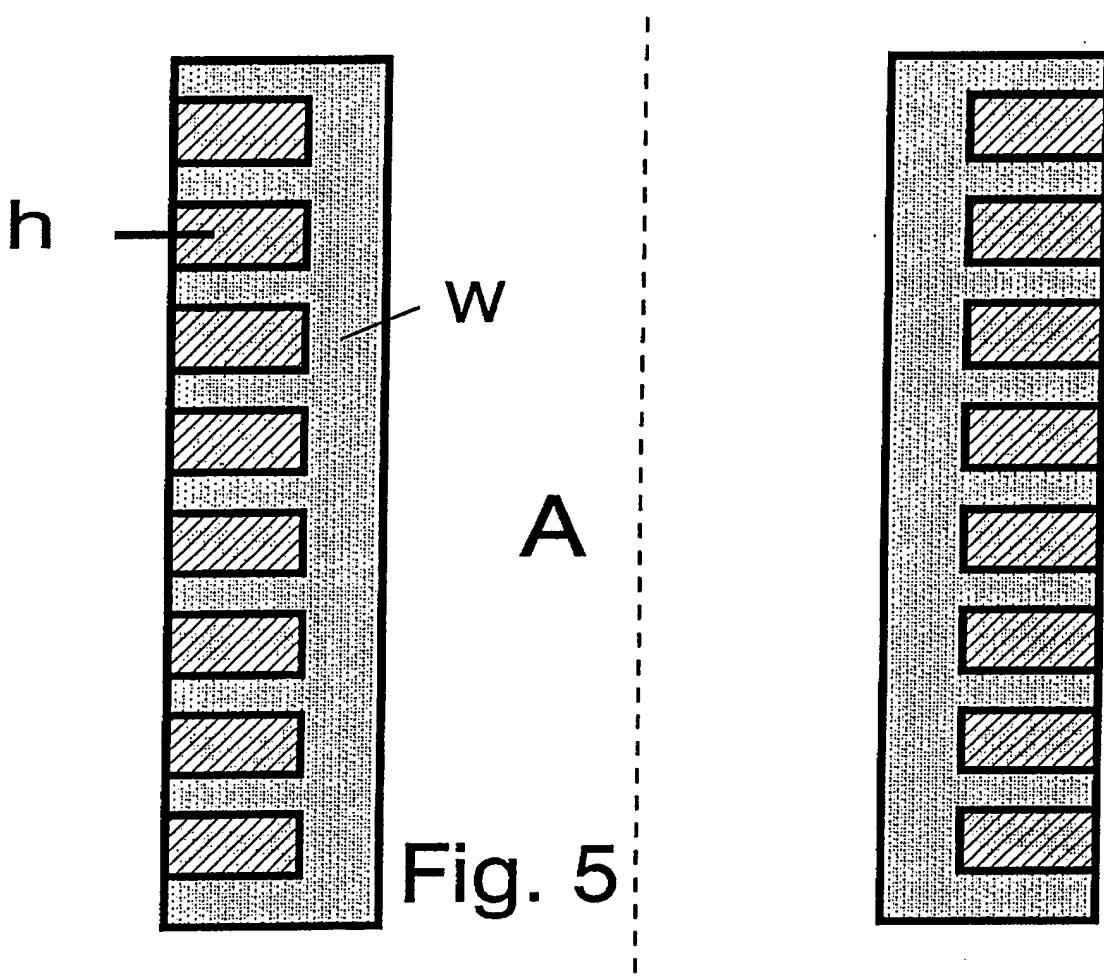


Fig. 4



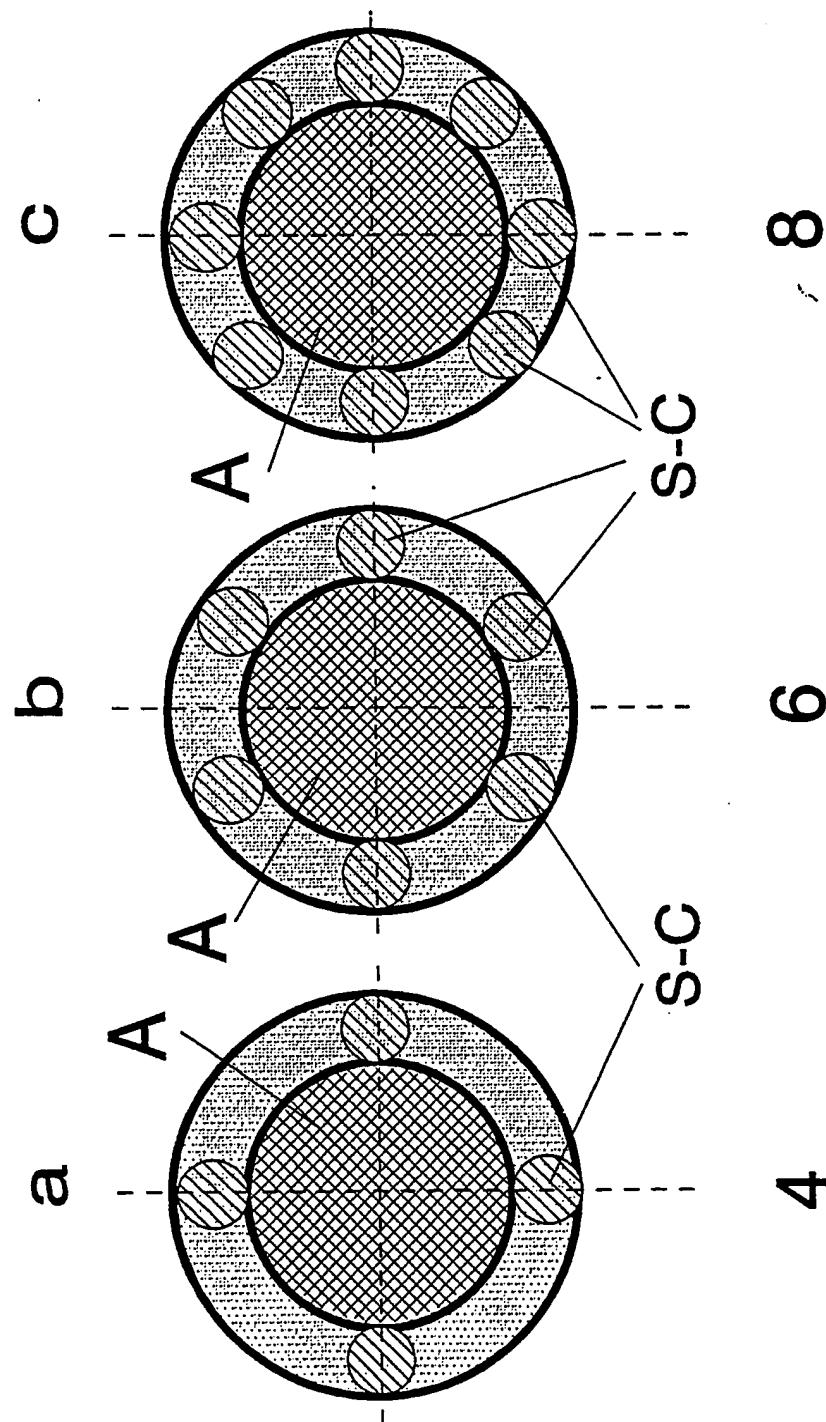
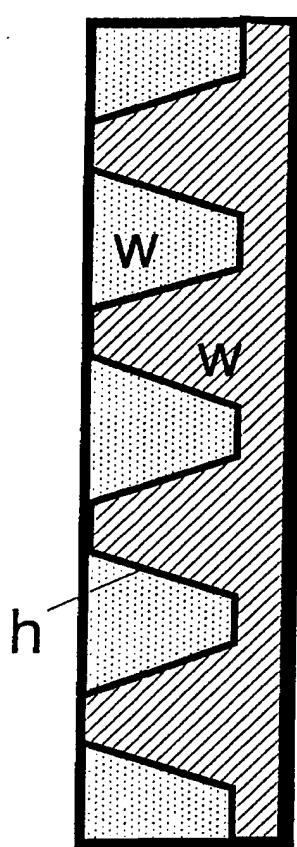


Fig. 6



A

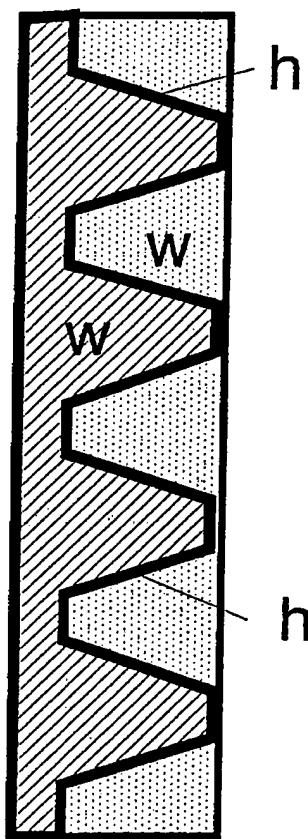
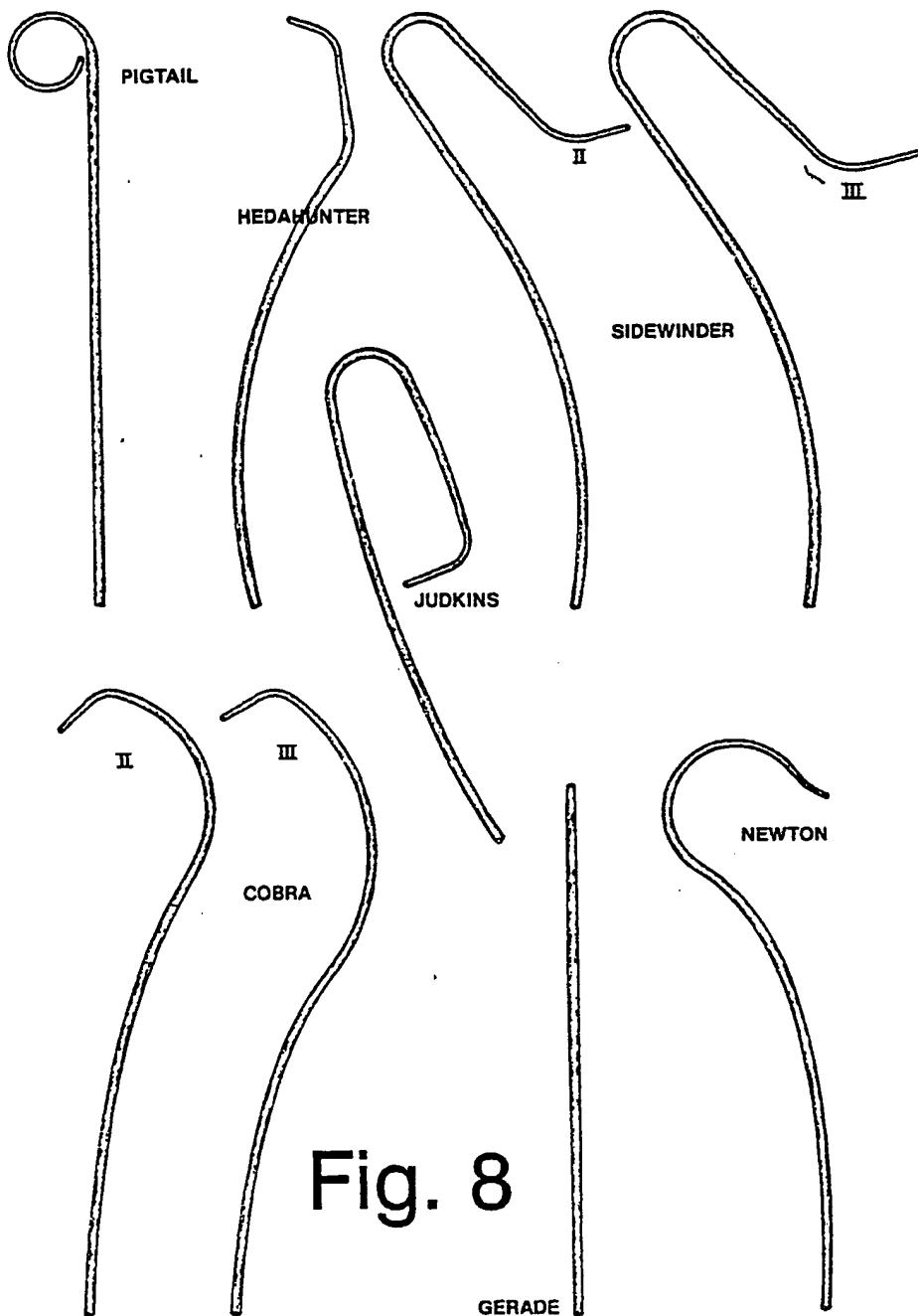


Fig. 7

KRÜMMUNGEN DER KATHETER 4F und 5F
MIT GROSSEM DURCHFLUSS



KRÜMMUNGEN DER KATHETER 7F und 8F

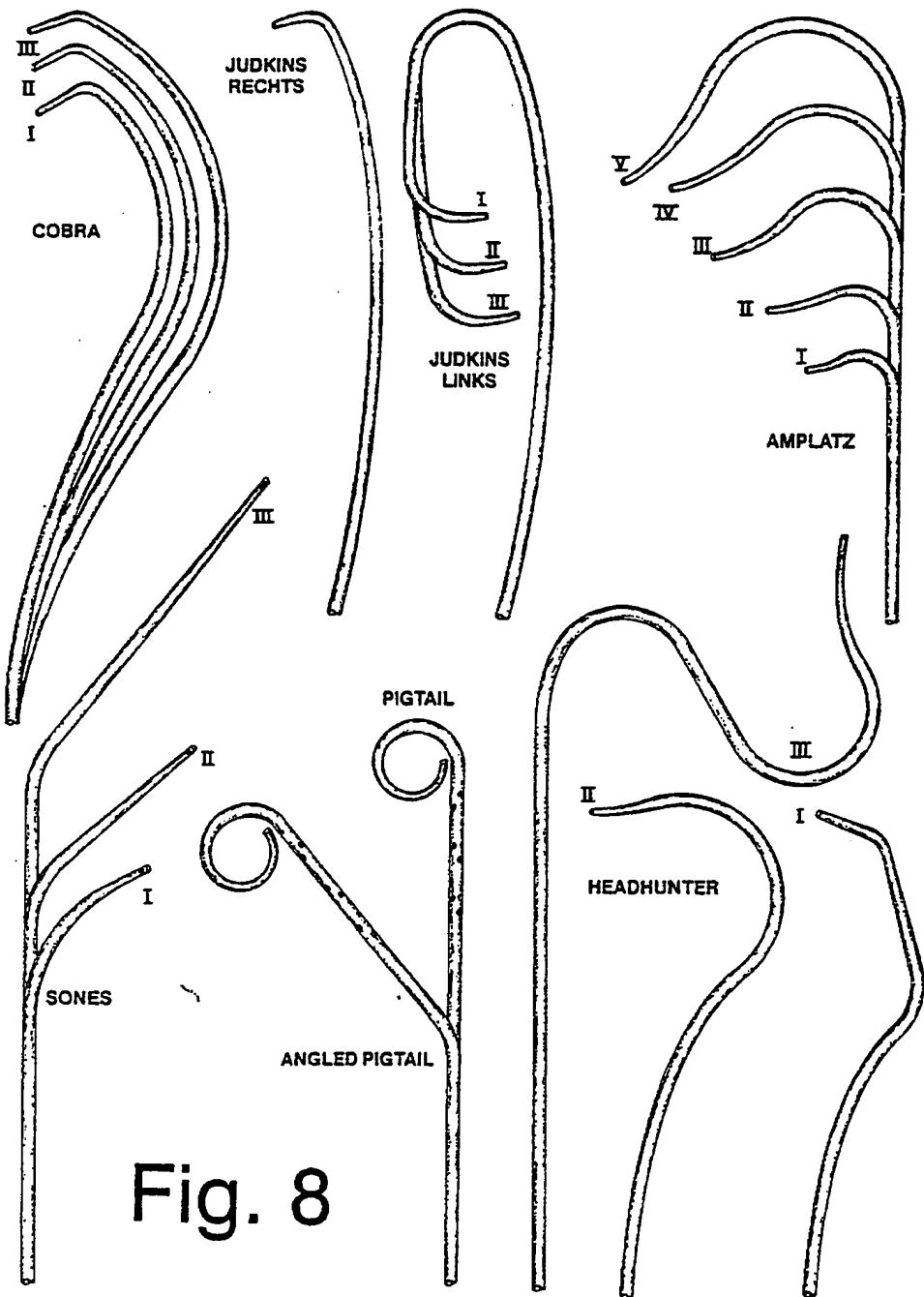
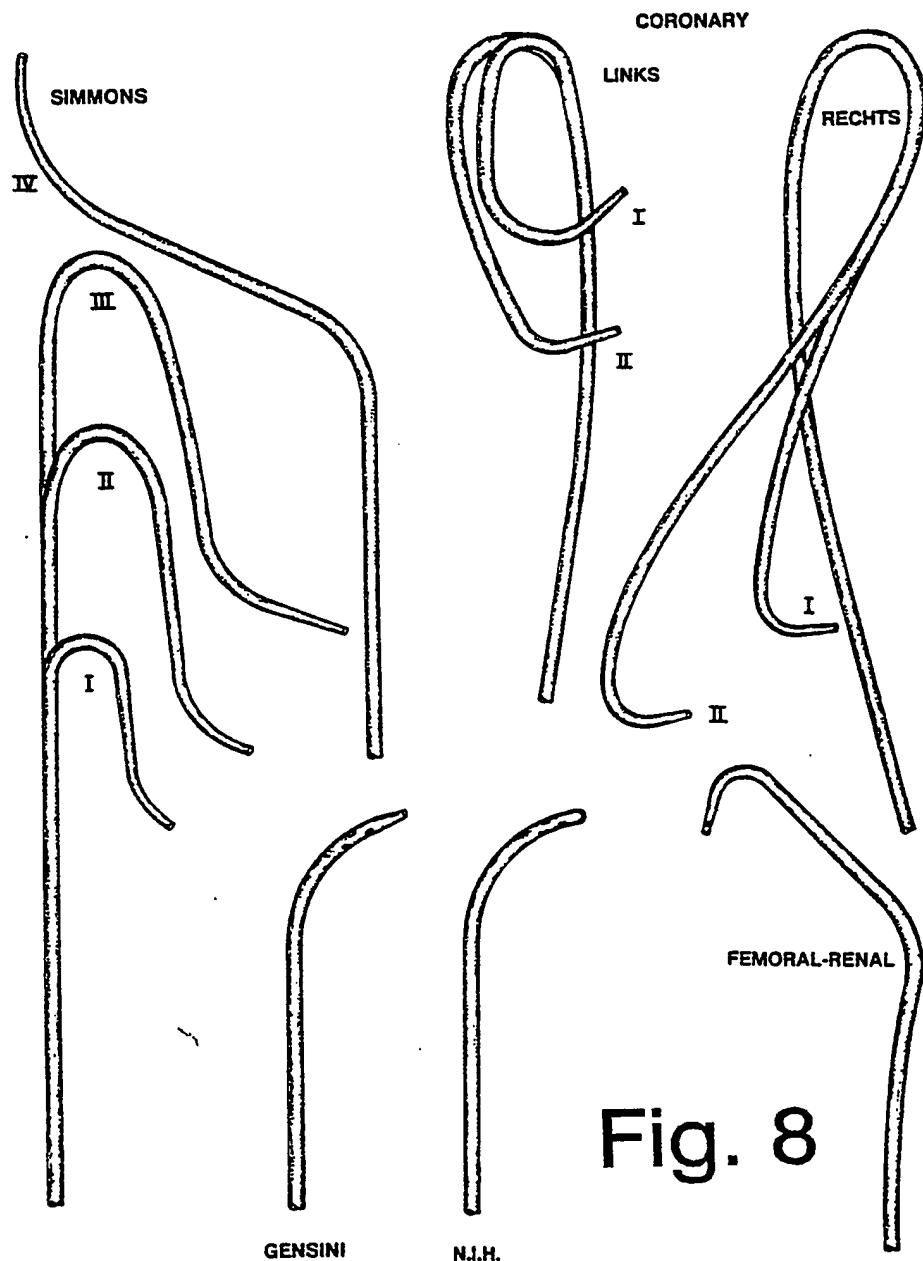
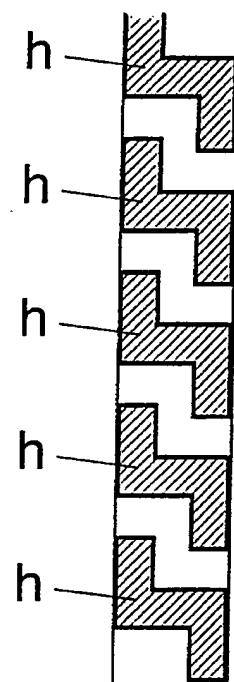


Fig. 8

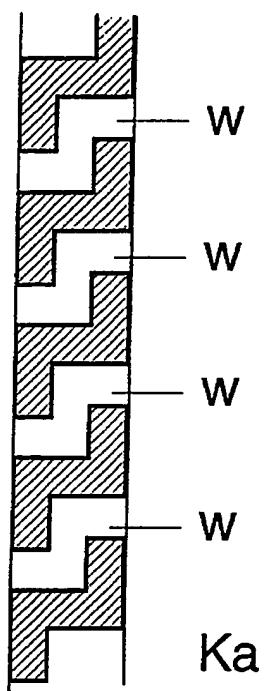
KRÜMMUNGEN DER KATHETER 7F und 8F



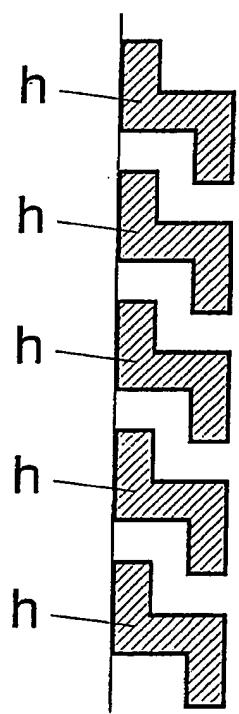


A

Fig. 9a

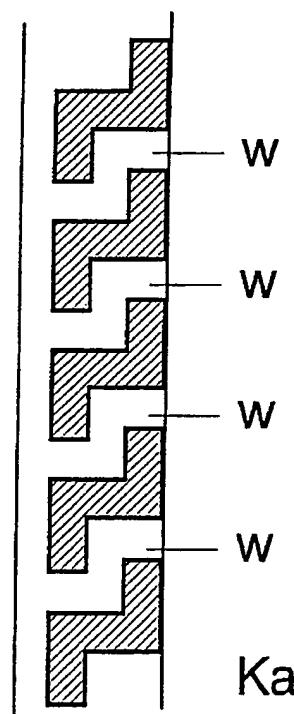


Ka



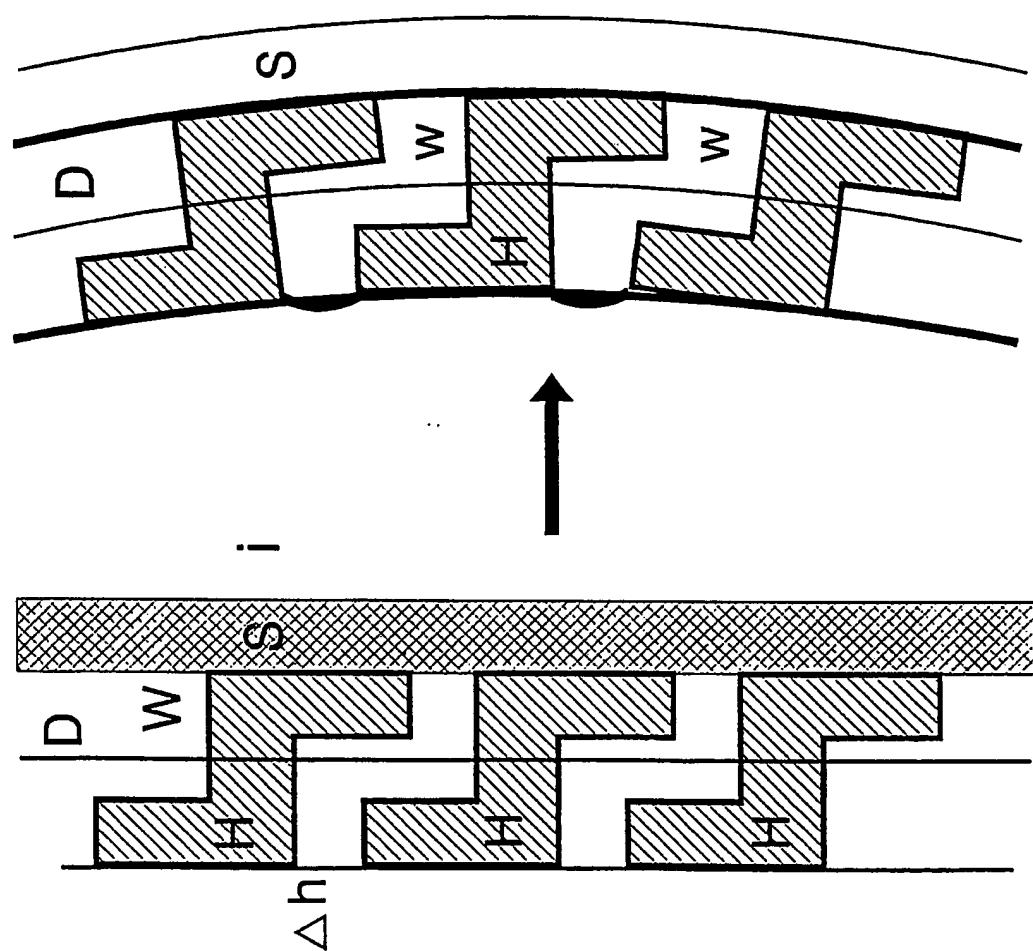
A

Fig. 9b



Ka

Fig. 10



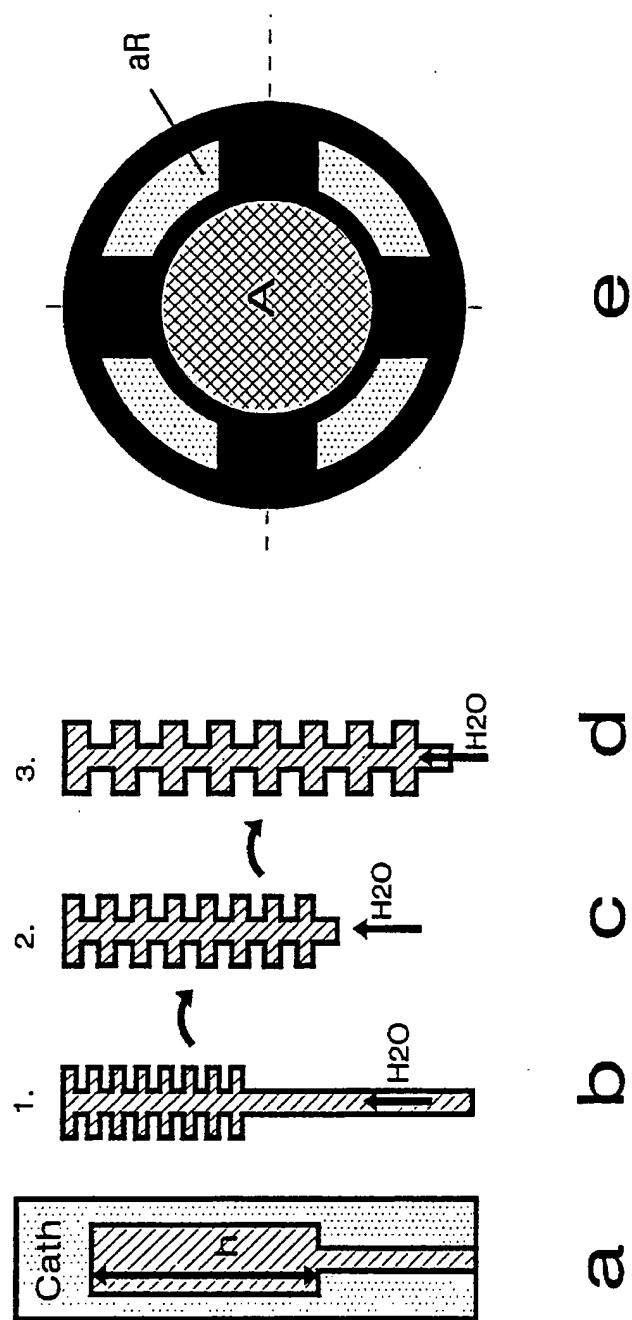


Fig. 11

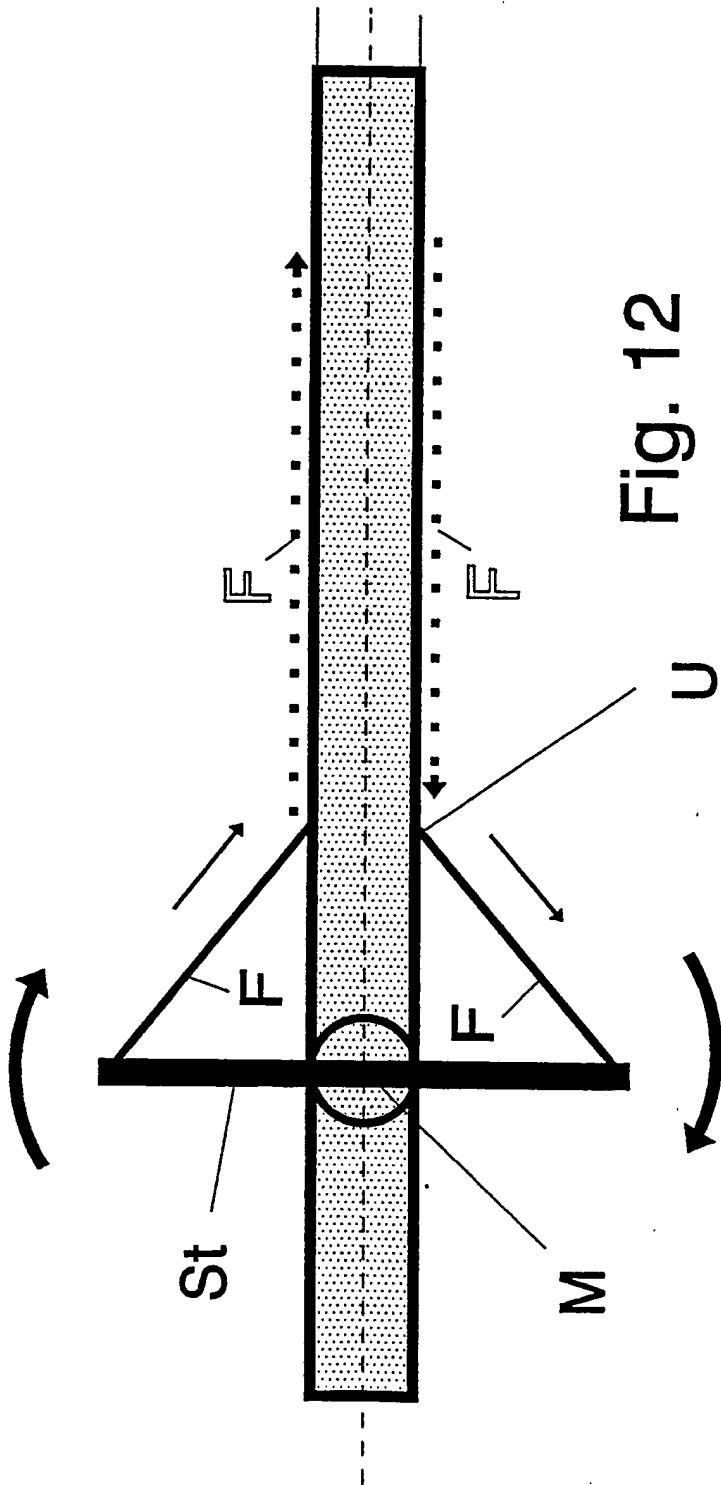


Fig. 12

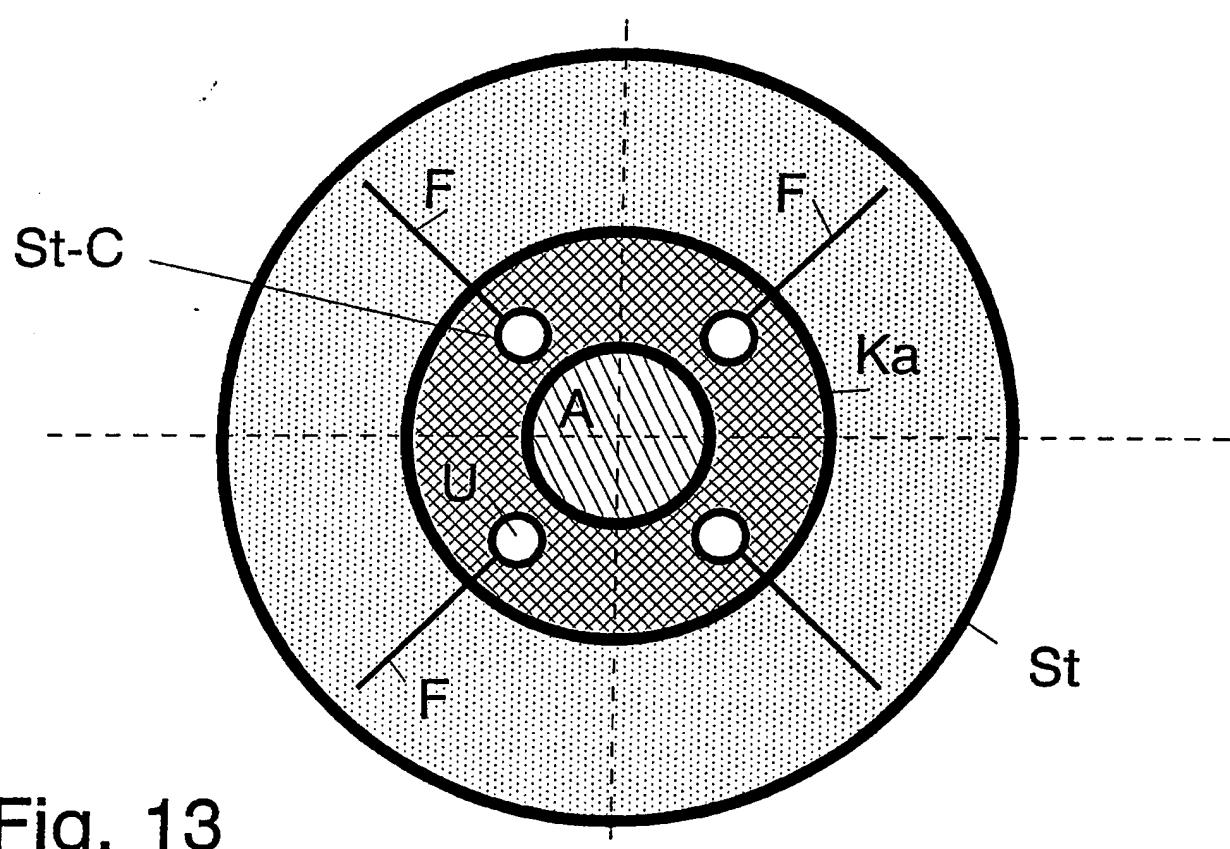


Fig. 13

Fig. 14

